

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 940 361**

51 Int. Cl.:

A61M 16/00 (2006.01)

A61M 16/20 (2006.01)

A61M 16/08 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **27.02.2017** **PCT/IL2017/050249**

87 Fecha y número de publicación internacional: **08.09.2017** **WO17149532**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **27.02.2017** **E 17759377 (9)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **28.12.2022** **EP 3423137**

54 Título: **Sistema de ventilador liviano portátil**

30 Prioridad:

29.02.2016 US 201662300933 P

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la
traducción de la patente:
05.05.2023

73 Titular/es:

INOVYTEC MEDICAL SOLUTIONS LTD. (100.0%)
5 HaTidhar Street, Industrial Zone
Raanana 4366507, IL

72 Inventor/es:

SHAHAR, MARK y
BARKAI, NIR

74 Agente/Representante:

IZQUIERDO BLANCO, María Alicia

ES 2 940 361 T3

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín Europeo de Patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre Concesión de Patentes Europeas).

DESCRIPCIÓN

Sistema de ventilador liviano portátil

5 **Campo de la invención**

La invención pertenece al campo de los dispositivos médicos. Específicamente, la invención se refiere a un sistema de ventilador para proporcionar asistencia respiratoria en casos de insuficiencia respiratoria aguda o traumatismo grave.

10

Antecedentes de la invención

Los ventiladores de presión positiva funcionan forzando el aire a través de un mecanismo de accionamiento, lo que eleva la presión en las vías respiratorias del paciente con respecto a la presión atmosférica, lo que en consecuencia hace que se expandan los pulmones. Los ventiladores actualmente conocidos que son adecuados para proporcionar dicho soporte respiratorio son generalmente grandes y pesados (del orden de aproximadamente 3,5-10 kilogramos) y pueden requerir un cilindro de oxígeno separado para el funcionamiento neumático del dispositivo, lo que se suma al peso total del transporte. Además, hay muchos problemas técnicos que deben superarse y para los que todavía no se han encontrado soluciones adecuadas. Por ejemplo, es necesario proporcionar una cantidad mínima de presión dentro de los pulmones del paciente al final de cada exhalación, conocida como presión espiratoria final positiva (PEEP). Los ventiladores conocidos controlan la PEEP de varias maneras, como el control de una válvula o válvulas operadas por piloto externo instaladas dentro del ventilador que permiten liberar los gases en los pulmones del paciente, o controlando la presión espiratoria controlando proporcionalmente una válvula operada por piloto conectada a la rama espiratoria del circuito del paciente (o a un circuito de ramas). Además, en los ventiladores operados por turbina conocidos es difícil soportar respiraciones rápidas iniciadas espontáneamente al paciente (también denominadas respiraciones desencadenadas o respiraciones espontáneas), lo que podría ser importante, por ejemplo, en casos en los que se requiere una respiración rápida.

La Publicación de Patente de Estados Unidos Número 2011/0232640 de Van Dijk et al. enseña un ventilador accionado por soplador que tiene un montaje de válvulas, y un sistema y método para controlar el montaje de válvulas durante la ventilación. Sin embargo, el montaje de válvulas divulgado en la misma proporciona un mecanismo de control de PEEP particular que se basa en "devolver" aire al paciente, lo que puede no ser un método óptimo para controlar la PEEP debido a los recursos de la unidad de procesamiento central (CPU), la necesidad de compensar fugas muy pequeñas o con aceleración de la turbina, desperdiciando por tanto recursos energéticos, o teniendo que abrir un espacio muy pequeño entre la carcasa y el orificio a través del cual se fuerza el flujo de la turbina en la dirección del paciente. Además, el montaje de válvulas divulgado en la misma requiere una conexión al aire ambiente en el propio montaje de válvulas, lo que puede dar como resultado la necesidad de acelerar el rotor del soplador para compensar fugas y/o la acumulación de CO₂.

40

La Publicación de Patente de Estados Unidos Número 8.118.024 de DeVries et al. divulga un ventilador portátil que tiene una válvula de desviación para facilitar el cierre de una válvula de exhalación al comienzo de la inspiración y para regular la PEEP. La válvula de desviación en este caso se usa para atenuar el flujo de gas pulsante producido por un soplador ROOTS®. La respuesta dinámica de esta válvula opera en base a una fuerza precargada que genera una curva de histéresis, es decir, cuando la presión de desviación se establece en 4 cmH₂O, se permite que el caudal alcance los 4 litros por minuto (lpm). Este sistema puede tener varias desventajas, incluyendo fluctuaciones en el flujo y/o la presión, un sistema de control de respuesta rápida requerido (tiempo de respuesta del orden de magnitud de 10 ms) y un consumo eléctrico relativamente alto debido a un accionador operado directamente.

50

La WO2011/041838 divulga un sistema de ventilador para suministrar presión de fluido a los pulmones de un sujeto. El sistema de ventilador requiere dos sistemas paralelos: un primer sistema para controlar la presión inspiratoria positiva (PIP) y un segundo sistema para controlar la presión espiratoria final positiva (PEEP). Cada sistema requiere, entre otras cosas, un recipiente relativamente grande para contener y suministrar aire a una presión fija durante los ciclos de inspiración y espiración.

55

La US2002/0014239 divulga dos realizaciones de un sistema para proporcionar ventilación positiva a un paciente. El primer sistema es un sistema convencional del estado de la técnica. La única característica un tanto inusual de este sistema es una tubería de derivación que proporciona un purgado continuo de aire hacia el paciente.

60

El segundo sistema comprende una unidad de distribución que se parece a un bloque de colector. El concepto inventivo se basa en proporcionar una válvula de inspiración de carrete giratorio en una cámara de la unidad de distribución. Esta válvula está localizada en la entrada a la unidad de distribución donde el aire presurizado se introduce en el sistema. La función de la válvula es controlar los ciclos inspiratorio y espiratorio del sistema.

65

Por lo tanto, un propósito de la presente invención es proporcionar un ventilador liviano y portátil que pueda controlar de manera óptima la PEEP y las frecuencias inspiratorias con un consumo mínimo de energía.

Propósitos y ventajas adicionales de esta invención aparecerán a medida que avance la descripción.

Sumario de la invención

La invención es un bloque de colector para su uso en un sistema de ventilador de presión positiva para proporcionar asistencia respiratoria a un paciente de acuerdo con las características de la reivindicación 1. Las realizaciones ventajosas de la misma se definen en las reivindicaciones dependientes. Las realizaciones que no forman parte de la invención representan antecedentes que pueden ser útiles para comprender la invención.

En un primer aspecto, la invención es un sistema de ventilador de presión positiva para proporcionar asistencia respiratoria a un paciente. El sistema de ventilador se compone de: (a) un ventilador que comprende una fuente de aire presurizado, un bloque de colector y una abertura de purga continua; y (b) un sistema de tubos conectado al ventilador y al paciente. El sistema de ventilador se caracteriza porque, en todo momento mientras la fuente de aire presurizado está funcionando para proporcionar aire presurizado al ventilador, el ventilador proporciona un flujo continuo de aire a través de la abertura de purga continua al sistema de tubos.

En realizaciones del sistema de ventilador, la fuente de aire presurizado comprende uno de los siguientes: un generador de gas presurizado, un cilindro de gas presurizado, una bomba de pistón, una bomba multivenosa, un soplador de raíces, una bomba de engranajes, un montaje de bobina de voz, una bomba centrífuga, una bomba de diafragma, un soplador radial, una turbina de una sola etapa y una turbina de múltiples etapas.

En realizaciones del sistema de ventilador, el bloque de colector contiene los principales componentes operativos del ventilador. El bloque de colector comprende en su interior una válvula de inspiración principal, la abertura de purga continua y por lo menos la mayoría de los tubos y cables necesarios para conectar y operar de manera fluida los principales componentes operativos del ventilador y, unido a sus superficies exteriores, un controlador de válvula de inspiración y un controlador de válvula de exhalación.

En realizaciones del sistema de ventilador, el controlador de la válvula de inspiración y el controlador de la válvula de exhalación comprenden cada uno por lo menos una válvula de solenoide.

Las realizaciones del sistema de ventilador comprenden un montaje de medidor de flujo, que está localizado en una de las siguientes localizaciones en el sistema: dentro de la carcasa del ventilador, entre la fuente de aire presurizado y el bloque de colector; dentro de la carcasa del ventilador entre el bloque de colector y el sistema de tubos; y en el sistema de tubos. El montaje del medidor de flujo puede ser uno de los siguientes: un medidor de flujo Venturi; un anemómetro de hilo caliente; un medidor de flujo de impulsor; un medidor de flujo ultrasónico; y un medidor de flujo óptico.

En realizaciones del sistema de ventilador, el sistema de tubos incluye un tubo de inhalación y un tubo de exhalación, que en un ventilador de una rama son el mismo tubo; y, en el caso de un ventilador de dos ramas, una unión/conector que conecta el tubo de inhalación con el tubo de exhalación y que lleva al paciente. En realizaciones del sistema de ventilador, el tubo de exhalación comprende una válvula de exhalación.

Las realizaciones del sistema de ventilador comprenden una válvula de PEEP localizada en uno de los siguientes lugares del sistema: en sentido descendente de la válvula de exhalación, en sentido ascendente de la válvula de exhalación; y en montaje combinado con la válvula de exhalación.

En realizaciones del sistema de ventilador, el ventilador comprende por lo menos uno de: un oxigenador; una válvula antiasfixia; una válvula de seguridad; un solenoide de derivación que disminuye rápidamente la presión al paciente; un solenoide que desconecta la válvula PEEP en caso de que haya una alta presión continua en la fuente de aire presurizado; y un solenoide conectado a un sistema nebulizador.

En realizaciones del sistema de ventilador, el ventilador comprende un procesador. En estas realizaciones, el procesador está configurado para permitir el funcionamiento del controlador de la válvula de inspiración, el controlador de la válvula de exhalación y combinaciones de los mismos en base a la entrada de un usuario y/o un algoritmo o múltiples algoritmos y también está configurado para establecer niveles de enriquecimiento de oxígeno, volumen tidal, número de respiraciones por minuto, presión inspiratoria pico máxima (PIP) y presión espiratoria final positiva (PEEP), en donde por lo menos uno de estos parámetros puede ser fijo o ajustable.

En realizaciones del sistema de ventilador, la abertura de purga continua comprende uno o ambos de orificio de diámetro pequeño y una válvula de purga de solenoide proporcional.

En realizaciones del sistema de ventilador, el volumen de flujo de aire a través de la abertura de purga

continua varía del 1% al 10% del volumen de flujo de aire a través de la válvula de inspiración principal.

En realizaciones del sistema de ventilador, la proporción entre el área de flujo libre de la abertura de purga continua y el área de flujo libre de la válvula de inspiración principal es de 2 mm² a 400 mm².

En realizaciones del sistema de ventilador, la abertura de purga continua tiene un diámetro de entre 0,5 y 2,5 mm, lo que da como resultado un caudal volumétrico de entre 2 y 20 litros por minuto en condiciones de flujo libre, en base a presiones de entre 5 y 50 cmH₂O.

En realizaciones del sistema de ventilador durante un ciclo inspiratorio, la válvula de exhalación se cierra al flujo de aire y una corriente de aire que fluye a través de la válvula de inspiración principal se combina con una corriente de aire que fluye a través de la abertura de purga continua y las corrientes combinadas fluyen a través del tubo de inhalación más allá de la unión/conector hasta el paciente.

En realizaciones del sistema de ventilador durante un ciclo espiratorio, la válvula de inspiración principal se cierra al flujo de aire y una corriente de aire que fluye a través de la abertura de purga continua fluye hacia el tubo de inhalación más allá de la unión/conector y se combina con una corriente de aire exhalado que fluye desde el paciente en el tubo de exhalación y las corrientes combinadas fluyen a través de la válvula de exhalación y la válvula de PEEP hacia el aire ambiente.

En realizaciones del sistema de ventilador, el bloque de colector está localizado dentro de la fuente de aire presurizado.

En realizaciones del sistema de ventilador, el bloque de colector tiene un volumen en el intervalo de 15 a 100 cm³.

En realizaciones del sistema de ventilador, el peso del ventilador está en un intervalo de 0,6 - 1,6 kg.

En realizaciones del sistema de ventilador, la válvula de inspiración principal funciona activando un diafragma para que se mueva hacia arriba y hacia abajo para provocar la apertura y el cierre de un paso de fluido.

En un segundo aspecto, la invención es un bloque de colector para su uso en un sistema de ventilador de presión positiva para proporcionar asistencia respiratoria a un paciente. El bloque de colector comprende, en su interior, una válvula de inspiración principal, una abertura de purga continua y por lo menos la mayoría de los tubos y cables necesarios para conectar y operar los componentes operativos principales del ventilador.

Las realizaciones del bloque de colector comprenden un controlador de válvula de inspiración y un controlador de válvula de exhalación unidos a sus superficies exteriores.

En realizaciones del bloque de colector, la abertura de purga continua comprende uno o ambos de un orificio de pequeño diámetro y una válvula de purga de solenoide proporcional.

En realizaciones del bloque de colector, el volumen del flujo de aire a través de la abertura de purga continua varía del 1% al 10% del volumen del flujo de aire a través de la válvula de inspiración principal.

En realizaciones del bloque de colector, la proporción entre el área de flujo libre de la abertura de purga continua y el área de flujo libre de la válvula de inspiración principal es de 2 mm² a 400 mm².

Las realizaciones del bloque de colector tienen un volumen en el intervalo de 15 a 100 cm³.

En un tercer aspecto, la divulgación es un método para mantener un valor predeterminado de presión espiratoria final positiva (PEEP) dentro del conducto respiratorio de un paciente conectado a un sistema de ventilador de presión positiva. El sistema de ventilador se compone de: una fuente de aire presurizado; una válvula de inspiración principal; un tubo de inhalación; un tubo de exhalación; una válvula de exhalación; una válvula de PEEP; un procesador; y una abertura de purga continua. El método comprende activar la fuente de aire presurizado y configurar el procesador para controlar las válvulas en el sistema de ventilador de tal manera que:

a) durante un ciclo inspiratorio - la válvula de inspiración principal se abre al flujo de aire, la válvula de exhalación se cierra al flujo de aire y la abertura de purga continua se abre al flujo de aire, después de lo cual una corriente de aire que fluye a través de la válvula de inspiración principal se combina con una corriente de aire que fluye a través de la abertura de purga continua y las corrientes combinadas fluyen a través del tubo de inhalación hacia el paciente; y

b) durante un ciclo espiratorio - la válvula de inspiración principal se cierra al flujo de aire, la válvula de exhalación se abre al flujo de aire y la abertura de purga continua se abre al flujo de aire, después de lo cual una corriente de aire que fluye a través de la abertura de purga continua fluye hacia el tubo de inhalación y se

combina con una corriente de aire exhalado que fluye del paciente hacia el tubo de exhalación y las corrientes combinadas fluyen a través de la válvula de exhalación y, siempre que la presión esté por encima del valor predeterminado de PEEP, las corrientes combinadas fluyen a través de la válvula de PEEP hacia el aire ambiente.

En realizaciones del método, la abertura de purga continua comprende uno o ambos de un orificio de pequeño diámetro y una válvula de purga de solenoide proporcional.

En realizaciones del método, el volumen de flujo de aire a través de la abertura de purga continua varía del 1% al 10% del volumen de flujo de aire a través de la válvula de inspiración principal.

En realizaciones del método, la proporción entre el área de flujo libre de la abertura de purga continua y el área de flujo libre de la válvula de inspiración principal es de 2 mm² a 400 mm².

En realizaciones del método, la proporción entre el área de flujo libre de la abertura de purga continua y el área de flujo libre de la válvula de inspiración principal es de 2 mm² a 400 mm².

Todas las características y ventajas anteriores y otras de la divulgación se entenderán mejor a través de la siguiente descripción ilustrativa y no limitativa de realizaciones de la misma, con referencia a los dibujos adjuntos.

Breve descripción de los dibujos

- La Fig. 1A y la Fig. 2A muestran esquemáticamente ilustraciones de diagramas de bloques de realizaciones de un sistema de ventilador;
- La Fig. 2A y la Fig. 2B muestran esquemáticamente ilustraciones de diagramas de bloques de la Fig. 1A y la Fig. 1B respectivamente, representando adicionalmente el flujo de aire durante un ciclo inspiratorio;
- La Fig. 3A y la Fig. 3B muestran esquemáticamente ilustraciones de diagramas de bloques de la Fig. 1A y la Fig. 1B respectivamente representando adicionalmente el flujo de aire durante un ciclo espiratorio;
- Las Figs. 4 y 5 muestran esquemáticamente ilustraciones en perspectiva de un montaje de bloque de colector con un montaje de medidor de flujo adjunto en el ventilador de la Fig. 1B mostrado desde diferentes ángulos de visión;
- Las Figs. 6 y 7 muestran esquemáticamente ilustraciones transversales del bloque de colector de las Figs. 4 y 5 respectivamente;
- La Fig. 8 muestra esquemáticamente una ilustración del diagrama neumático del sistema de la Fig. 1;
- La Fig. 9A muestra esquemáticamente una sección parcialmente cortada que muestra una realización de una válvula de inspiración principal;
- La Fig. 9B muestra esquemáticamente una ilustración en perspectiva de una parte de un espaciador usado para mantener el diafragma en posición en una realización de una válvula de inspiración principal; y
- La Fig. 10 muestra esquemáticamente una ilustración en perspectiva de una realización de un bloque de colector que no está conectado a un medidor de flujo.

Descripción detallada de realizaciones de la invención

En la siguiente descripción detallada, se exponen numerosos detalles específicos para proporcionar una comprensión completa de la presente divulgación. Los expertos en la técnica entenderán que las realizaciones de la presente invención pueden ponerse en práctica sin estos detalles específicos. En otros casos, los métodos, procedimientos, componentes y estructuras bien conocidos pueden no haberse descrito en detalle para no oscurecer la presente divulgación.

Antes de explicar con detalle por lo menos una realización de la invención, debe entenderse que la invención no se limita en su aplicación a los detalles de construcción y disposición de los componentes expuestos en la siguiente descripción o ilustrados en los dibujos. La invención es susceptible de otras realizaciones o de ser puesta en práctica o llevada a cabo de varias maneras. Además, debe entenderse que la fraseología y la terminología empleadas en la presente tienen el propósito de descripción y no deben considerarse como limitativas.

Ahora se hace referencia a la Fig. 1A, que es una ilustración de diagrama de bloques de una realización de un sistema de ventilador, de acuerdo con realizaciones de la presente invención. El sistema de ventilador 100 incluye un ventilador 10 y un sistema de tubos 90 para conectar el ventilador 10 a un paciente. El ventilador 10 incluye una fuente para proporcionar gas presurizado, por ejemplo aire, al paciente denominada en la presente turbina 22 por simplicidad, aunque un experto en la técnica apreciará que el gas presurizado puede ser proporcionado alternativamente por cualquier generador/suministro de gas presurizado. Los ejemplos de "turbinas" adecuadas incluyen, pero no se limitan a, un cilindro de gas presurizado, una bomba de pistón, una bomba multivenosa, un soplador de raíces, una bomba de engranajes, un ensamblaje de bobina de voz, una bomba centrífuga, una bomba de diafragma, un soplador radial, una turbina de una sola etapa, turbina multi-etapas o cualquier otro soplador conocido comúnmente en la técnica. La turbina 22 está conectada al montaje de colector 40.

El montaje de colector 40 comprende una válvula de inspiración principal 42 y una abertura de purga continua 47. La válvula de inspiración principal 42 está controlada por un controlador de válvula de inspiración 43, por ejemplo, una válvula solenoide. En algunas realizaciones, el controlador de válvula de inspiración 43 incluye uno o más controladores de válvula de inspiración.

En la realización mostrada en la Fig. 1 un montaje de colector 40 está conectado a un montaje de medidor de flujo 70, que está colocado fuera del ventilador 10 en el montaje de tubos 90. El montaje de medidor de flujo 70 mide el caudal a través de la salida del ventilador e informa a través de tubos sensores 200 de una diferencia de presión a un sensor conectado a un procesador 65, por ejemplo, una CPU. Luego, se calcula/compensa el caudal y, en base a este cálculo, el ventilador suministrará un volumen de gas predeterminado/deseado al paciente.

El sistema de tubos 90 incluye un tubo de inhalación 92 y un tubo de exhalación 94. En el caso de un ventilador de dos ramas, el sistema de tubos incluye una unión/conector 96 que conecta el tubo de inhalación 92 al tubo de exhalación 94 y que lleva al paciente. El tubo de exhalación 94 comprende además una válvula de exhalación 80 y una válvula de PEEP externa 88 en sentido descendente de la válvula de exhalación 80. En otras realizaciones, la válvula de PEEP externa 88 está en sentido ascendente de la válvula de exhalación 80 o, alternativamente, una válvula de PEEP 88 puede estar en un montaje combinado con la válvula de exhalación 80.

El montaje de colector 40 también comprende un controlador de válvula de exhalación 84, que controla la apertura y el cierre de la válvula de exhalación 80. En algunas realizaciones, el controlador de válvula de exhalación 84 incluye uno o más controladores de válvula de exhalación. La válvula de exhalación 80 está conectada al controlador de la válvula de exhalación 84 a través de un tubo de control de la válvula de exhalación 81. Cabe señalar que todas las trayectorias de flujo que se muestran dentro del montaje de colector 40, es decir, el conducto 204 para suministrar presión a las válvulas de solenoide neumáticas, el conducto de purga 49 y el tubo de control de la válvula de exhalación 81 - no son tubos sino túneles creados dentro de las paredes del colector como se describirá en la presente a continuación.

También se incluye opcionalmente dentro del ventilador 10 un oxigenador 26 y proporciona oxígeno desde una fuente de oxígeno que se añade al aire suministrado a la turbina 22 cuando es necesario. Se incluye un procesador/CPU 65 dentro del ventilador 10, y proporciona la operación del controlador de válvula de inspiración 43, el controlador de válvula de exhalación 84 y combinaciones de los mismos en base a la entrada de un usuario y/o un algoritmo o múltiples algoritmos. El procesador 65 también puede establecer niveles de enriquecimiento de oxígeno (si se requiere), volumen tidal, número de respiraciones por minuto, presión inspiratoria pico máxima (PIP) y presión espiratoria final positiva (PEEP). Cualquiera o todos estos parámetros pueden ser fijos o ajustables.

Opcionalmente, el ventilador 10 incluye además una válvula antiapnea 85 (ver la Fig. 9) que evita la turbina para permitir la respiración si la turbina no funciona apropiadamente. Debería ser evidente que pueden incluirse otras características dentro del sistema de ventilador 100, como una válvula de seguridad 99 (ver la Fig. 9), un solenoide de derivación que disminuye rápidamente la presión al paciente, un solenoide adicional que desconecta la válvula de PEEP en caso de que haya alta presión continua en la turbina y un solenoide adicional que puede conectarse al sistema nebulizador permitiendo terapia de aerosol al paciente. Por simplicidad, estos últimos elementos no se han incluido en las presentes figuras.

La Fig. 1B es una ilustración de diagrama de bloques de otra realización de un sistema de ventilador, de acuerdo con realizaciones de la presente invención. El sistema de ventilador 100' comprende todos los componentes del sistema de ventilador 100 de la Fig. 1A. La diferencia entre las dos realizaciones es que en el sistema de ventilador 100', el montaje de medidor de flujo 70 está localizado dentro de una carcasa del ventilador 10 en lugar de en el montaje de tubos 90.

En otra realización, que no se muestra en las figuras, el montaje de medidor de flujo 70 está localizado entre la turbina 22 y el montaje de colector 40. Independientemente de la posición del montaje de medidor de flujo 70, durante la inspiración, se envía gas presurizado (por ejemplo, aire) a través de la turbina 22 a través del montaje de colector 40 y al sistema de tubos 90.

En algunas realizaciones del sistema de ventilador, el montaje de colector 40 puede estar integrado en la turbina 22.

Se hace referencia ahora a la Fig. 2A y la Fig. 2B, que son diagramas de bloques de la Fig. 1A y la Fig. 1B representando respectivamente el flujo de aire durante un ciclo inspiratorio, y a la Fig. 3A y la Fig. 3B, que son diagramas de bloques de la Fig. 1A y Fig. 1B representando respectivamente el flujo de aire durante un ciclo espiratorio. En ambas fases del ciclo respiratorio, se introduce aire ambiente en la turbina 22. Durante el ciclo inspiratorio, como se indica en la Fig. 2A y la Fig. 2B por las flechas 110, el aire presurizado de la turbina 22 fluye hacia la válvula de inspiración principal 42, que se abre al flujo de aire mediante el funcionamiento del controlador de la válvula de inspiración 43, y hacia la abertura de purga continua 47, que en algunas realizaciones es un orificio de diámetro pequeño que siempre está abierto al flujo de aire a través del conducto de purga 49. En otras realizaciones,

se usa una válvula de purga de solenoide proporcional que puede usarse para reducir o aumentar el tamaño del orificio cuando y según sea necesario. En realizaciones de la invención, la abertura de purga continua 47 puede comprender tanto un orificio de pequeño diámetro como una válvula de solenoide proporcional. Las realizaciones del ventilador comprenden una válvula proporcional interna responsable de la PEEP y no una válvula de PEEP externa como en los ventiladores descritos en la presente. En este caso, la válvula de purga de solenoide puede estar cerrada en ocasiones.

El volumen de flujo de aire a través de la abertura de purga continua 47 es pequeño en comparación con el volumen de flujo de aire a través de la válvula de inspiración principal 42. En algunas realizaciones, el volumen de flujo de aire a través de la abertura de purga continua 47 varía del 1% al 10% del volumen de flujo de aire a través de la válvula de inspiración principal 42. Una proporción típica (pero no limitativa) del área de flujo libre de las dos válvulas es de 2 mm² a 400 mm². Estas dos corrientes de aire luego se combinan y fluyen a través del tubo de inhalación 92, pasando por la unión/conector 96 y hacia el paciente. Durante este ciclo, la válvula de exhalación 80 se cierra al flujo de aire debido a la operación del controlador de la válvula de exhalación 84. Debería ser evidente que tanto el controlador de la válvula de inspiración 43 como el controlador de la válvula de exhalación 84 son activados por el procesador 65 de tal manera que la apertura y el cierre de la válvula de inspiración principal 42 y la válvula de exhalación 80 estén bien coordinadas.

Durante el ciclo espiratorio, como se indica en la Fig. 3A y la Fig. 3B por las flechas 120, se bloquea el flujo de aire presurizado de la turbina 22 a través de la válvula de inspiración principal 42, debido a la operación del controlador de la válvula de inspiración 43, pero fluye a través de la abertura de purga continua 47, que está abierta al flujo de aire a través del conducto de purga 206. El volumen del flujo de aire a través de la abertura de purga continua 47 es relativamente pequeño. Por ejemplo, la abertura de purga continua 47 puede ser un orificio que tenga un diámetro de entre 0,5 y 2,5 mm, lo que daría como resultado un volumen de entre 2 y 20 litros por minuto (lpm) en condiciones de flujo libre, en base a presiones de entre 5-50 cmH₂O. El aire fluye desde la abertura de purga continua 47 hacia el tubo de inhalación 92, más allá de la unión/conector 96 y se combina con el aire exhalado que fluye desde el paciente hacia el tubo de exhalación 94. Durante este ciclo, la válvula de exhalación 80 está abierta al flujo de aire por medio del controlador de válvula de exhalación 84. El aire que fluye desde el paciente y desde la abertura de purga continua 47 fluye a través de la válvula de exhalación 80, a la válvula de PEEP 88 y sale al aire ambiente. Debería ser evidente que tanto el controlador de la válvula de inspiración 43 como el controlador de la válvula de exhalación 84 son activados por el procesador 65 de tal manera que la apertura y el cierre de la válvula de inspiración principal 42 y la válvula de exhalación 80 están bien coordinados.

Es un rasgo característico de la presente invención que la abertura de purga continua 47 proporcione un flujo de aire continuo en todo momento mientras está funcionando la turbina. Este diseño de flujo de aire continuo proporciona varias ventajas sobre los sistemas de ventilación conocidos. En los sistemas conocidos, si el paciente necesita más aire, deben aumentarse las revoluciones por minuto (RPM) de la turbina para acomodar el flujo volumétrico adicional. Esto lleva a un aumento en el consumo de energía, lo que da como resultado mayores requisitos generales de potencia y tamaño.

En la presente invención, como la válvula de exhalación está abierta, el aire pasa continuamente a través de la válvula de PEEP durante la fase espiratoria siempre que la contrapresión del circuito del paciente y los pulmones del paciente sea más alta que el valor de PEEP preestablecido, que puede estar en el intervalo de 0-30 cmH₂O, pero en la mayoría de los casos es de 5 cmH₂O. La válvula de PEEP mantiene una presión preestablecida durante la fase espiratoria y el uso de la abertura de purga 47 elimina la necesidad de detectar, calcular o evaluar cualquier fuga pequeña (por ejemplo, a través de la máscara facial, el tubo endotraqueal, los conectores del tubo, etc.) para compensar estas fugas de caudal que, en el estado de la técnica, se compensan aumentando las RPM de la turbina o cerrando parcialmente la válvula de exhalación. Estas acciones requieren tanto una gran cantidad de energía como potencia computacional adicional.

Además, se sabe que debe proporcionarse presión de PEEP para evitar el colapso pulmonar y aumentar la difusión de oxígeno. Es decir, debe haber una presión de aire mínima en los pulmones del paciente en todo momento. En los sistemas de ventilación conocidos, la presión de PEEP en los ventiladores accionados por turbina se proporciona mediante varios métodos posibles: A) usando una válvula de PEEP constante y acelerando y desacelerando la turbina durante los diversos ciclos de respiración; B) controlando la línea de presión mediante una válvula proporcional o restrictor conectado a la salida de la turbina y creando una derivación neumática entre la salida y la entrada de la turbina, para permitir una rápida reducción y aumento de la presión por el ciclo de respiración requerido (inspiración/espiración); C) bloqueando directamente la trayectoria inspiratoria desde la turbina hasta el paciente, creando de este modo ciclos espiratorios e inspiratorios.

Cuanto más constantes sean las RPM de la turbina, más eléctricamente eficiente será el ventilador; por lo tanto, hay una gran ventaja en la prevención de las fluctuaciones de RPM debido a compensaciones de fugas o aumento repentino de flujo al paciente. En los sistemas de ventilación 100 y 100' de la Fig. 1A y la Fig. 1B, la abertura de purga continua 47 proporciona una PEEP constante a la vez que previene las fluctuaciones de RPM proporcionando una pequeña purga controlable de gas del circuito del paciente.

Como se usa en la presente, el término "circuito del paciente" se refiere a un circuito, por ejemplo, tubos que transfieren gas hacia y desde el paciente.

Al comienzo de la fase espiratoria hay un paso rápido de flujo (generalmente a un caudal de más del doble del caudal durante la fase inspiratoria, por ejemplo, 80 lpm en comparación con 40 lpm, lo que crea una pronunciada disminución de la presión que permite que el paciente exhale. Después de la fase espiratoria, el ventilador 10 recupera la PEEP cerrando la válvula de exhalación 80. Cuando sucede esto, es posible que la presión caiga abruptamente, por ejemplo, 20 cmH₂O en unos pocos cientos de milisegundos. Cuando sucede esto, los pulmones del paciente y el circuito del paciente pueden mostrar un valor de presión disminuido en varios cmH₂O y, en ocasiones, pueden caer por debajo del valor de la PEEP, que es constante y, habitualmente, del orden de magnitud de 5 cmH₂O. La presión puede recuperarse mediante la abertura de purga continua 47 y controlando el cierre de la válvula principal 42.

Finalmente, el uso de la abertura de purga continua 47 evita la acumulación de CO₂ ya que hay una dilución continua del espacio muerto. Además, el uso de una válvula de PEEP externa ayuda a mantener constante la presión en las vías respiratorias, ya que actúa como una válvula de seguridad que, sin importar la presión que haya en el ventilador, mientras el aire fluya a través del ventilador, la válvula de PEEP se abrirá solo a partir de los 5 cmH₂O.

Se hace referencia ahora a las Figs. 4 y 5, que son ilustraciones en perspectiva del montaje de colector 40 y el montaje de medidor de flujo 70 mostrados desde diferentes ángulos. Un rasgo característico de la presente invención es que el montaje de colector 40 comprende un bloque de colector 24, que está configurado para contener los principales componentes operativos del ventilador 10, incluyendo la válvula de inspiración principal 42, la abertura de purga continua 47 y la mayoría o la totalidad de los tubos y los cables necesarios para operar el bloque de colector 40 dentro del interior del bloque del colector 24 y el controlador de la válvula de inspiración 43 y el controlador de la válvula de exhalación 84 unidos a la superficie exterior del bloque del colector 24.

El bloque de colector 24 es una unidad compacta, que tiene un volumen en el intervalo de 15 a 100 cm³. En una realización, el bloque de colector tiene unas dimensiones de aproximadamente 40 mm x 35 mm x 30 mm. El uso del bloque de colector 24 permite minimizar en gran medida el tamaño y el peso total del ventilador 10. En realizaciones típicas, el peso del ventilador 10 está en un intervalo de 0,6-1,6 kg, por ejemplo, lo que es una mejora significativa sobre los ventiladores portátiles accionados por turbina actualmente conocidos, que son mucho más grandes y que generalmente pesan no menos de 4,5 kg. Además, el uso del bloque de colector 24 permite que todos los elementos de control neumático se concentren cerca del soplador 22, eliminando por tanto la necesidad de tubos, conductos y canales al crearlos en las paredes del bloque de colector.

El bloque de colector 24 tiene un extremo proximal 28 del bloque de colector que tiene un tubo de entrada del ventilador 36 conectado al soplador 22; un extremo distal 30 del bloque de colector, que en esta realización está conectado a través de la salida 18 del montaje de medidor de flujo 70 al tubo de inhalación 92; una parte anterior 32 del bloque de colector; una parte posterior 34 del bloque de colector; una parte superior 33 del bloque de colector; y una parte inferior 35 del bloque de colector. Estas designaciones tienen un propósito descriptivo, de tal manera que la relación geométrica entre los elementos dentro del bloque de colector 24 pueda entenderse, pero no debe considerarse como limitativo.

El tubo de entrada del ventilador 36 puede ser, por ejemplo, un conector que tenga una forma redonda o cualquier otra forma adecuada para aceptar una salida del ventilador. El flujo de aire se proporciona desde el soplador 22 a través del tubo de entrada del ventilador 36 en el extremo proximal 28 del bloque del colector y continúa hasta el extremo distal 30 del bloque de colector y sale a través de la salida 18 hacia el paciente. En el exterior del bloque de colector 24 se muestra el controlador de válvula de inspiración 43, que en este caso consiste en dos solenoides 44 y 46, y el controlador de válvula de exhalación 84. También se ven en las figuras el montaje de medidor de flujo 70, una salida 86 para una válvula antiasfixia, escape de válvula solenoide 45, puerto de válvula de exhalación 82 y puertos de medidor de flujo 72 y 74.

Ahora se hace referencia a las Figs. 6 y 7, que son ilustraciones de la sección transversal del bloque de colector 24 que representan un montaje de colector 40 y un montaje de medidor de flujo 70 a través de los cuales pasa el aire a medida que el flujo de aire avanza desde el extremo proximal del bloque del colector 28 hasta la salida del montaje de medidor de flujo 18. La Fig. 6 muestra una sección vista desde atrás a través de un corte longitudinal desde el extremo proximal 28 del bloque de colector hasta la salida 18. La Fig. 7 muestra una sección vista anteriormente a través de un corte longitudinal desde el extremo proximal 28 del bloque del colector hasta la salida 18. El bloque de colector 40 incluye una válvula de inspiración principal 42 que está controlada por el controlador inspiratorio principal 43. El controlador inspiratorio principal 43 puede comprender uno o varios solenoides, por ejemplo. En la realización mostrada en la presente, el controlador inspiratorio principal 43 incluye un primer solenoide 44 y un segundo solenoide 46, como se ve en las Figs. 4, 5 y 7. La válvula de inspiración principal 42 está configurada para estar abierta (apagada) durante una parte de inspiración del ciclo de respiración y cerrada (encendida) durante una parte de expiración del ciclo de respiración. El controlador inspiratorio principal 43 incluye

además una válvula de escape 45 (mostrada en las Figs. 4 y 5), que puede conectarse al tubo de entrada del ventilador 36 para minimizar la pérdida de energía. El escape de la válvula 45 proporciona ventilación de la presión interna dentro de la válvula de inspiración principal 42, para garantizar que no se libere oxígeno al ventilador 10. El escape de la válvula 45 está conectado a la entrada para no exceder una concentración de oxígeno predeterminada dentro del ventilador.

El uso de dos o más controladores, como el primer solenoide 44 y el segundo solenoide 46, proporciona una gran variedad de opciones de control para la velocidad y la duración de la apertura y el cierre de la válvula de inspiración principal 42. En el ejemplo que se muestra en la presente, en el que se usan dos solenoides, cada solenoide puede programarse con un mecanismo de temporización separado en donde, por ejemplo, un solenoide puede abrirse rápidamente y el otro puede abrirse lentamente. Por tanto, el uso de dos solenoides de este tipo, con diferentes velocidades, proporciona tres opciones de velocidad. Por ejemplo, si el primer solenoide 44 tiene una primera velocidad y el segundo solenoide 46 tiene una segunda velocidad, la inspiración puede producirse a la primera velocidad usando solo el primer solenoide 44, a la segunda velocidad usando solo el segundo solenoide 46, o a una tercera velocidad usando tanto el primer como el segundo solenoides 44 y 46. El número de velocidades posibles puede incrementarse adicionalmente añadiendo solenoides adicionales al controlador inspiratorio principal 43. La variedad de opciones puede incrementarse adicionalmente si uno o más de los solenoides tienen control proporcional, en lugar de control discreto. Un uso particular de esta configuración es en caso de que se requiera una inhalación repentina. Por tanto, uno de los solenoides puede programarse para que tenga una velocidad muy rápida para tales casos. El uso de múltiples válvulas proporciona control sobre la pendiente de la curva de presión durante el inicio de la respiración. En un ejemplo no limitativo, una respiración puede detectarse mediante un cambio de presión (el intento inspiratorio se caracteriza por una presión negativa creada en los pulmones del paciente), un cambio de flujo o incluso una señal eléctrica detectada en los músculos del paciente. El tiempo de detección puede variar entre 1-50 milisegundos (dependiendo del método) y la activación del solenoide (inicio del flujo) puede variar entre 1-50 mseg. Se consideraría una respuesta rápida si el inicio del flujo comienza menos de 50 mseg después de la detección del esfuerzo respiratorio.

El tubo de entrada del soplador 36, que está en comunicación fluida con el soplador 22, tiene un extremo proximal del tubo de entrada del soplador 37 y un extremo distal del tubo de entrada del soplador 38. En el extremo distal del tubo de entrada del soplador 38, un primer conector 50 de la válvula inspiratoria está conectado al tubo de entrada del soplador 36 y a la válvula inspiratoria principal 42. El primer conector 50 de la válvula inspiratoria se coloca sustancialmente perpendicular al tubo de entrada del soplador 36 de manera que el aire fluya en una dirección de proximal a distal desde el tubo de entrada del soplador 36 hacia el primer conector 50 de la válvula inspiratoria y en una dirección de inferior a superior desde el primer conector 50 de la válvula inspiratoria hasta la válvula inspiratoria principal 42. Además, el primer conector 50 de la válvula inspiratoria incluye en el mismo una abertura de purga continua 47 que conduce a un conducto de purga continua 49. La abertura de purga continua 47 es una abertura que proporciona una pequeña cantidad de flujo de aire continuamente desde el primer conector 50 de la válvula de inspiración hasta el conducto de purga continua 49, tanto durante la parte de inspiración del ciclo de respiración como durante la parte de expiración del ciclo de respiración. En realizaciones de la presente invención, la válvula de inspiración principal 42 está situada en una posición superior con respecto al conducto de purga continua 49 y al tubo de entrada del soplador 36. Debería ser evidente que también son posibles otras posiciones. Tanto la válvula de inspiración principal 42 como el conducto de purga continua 49 están en comunicación fluida con un tubo de aire inspiratorio 52 a través de un segundo conector 58 de la válvula de inspiración. Similar al primer conector 50 de la válvula de inspiración, el segundo conector 58 de la válvula inspiratoria está colocado sustancialmente perpendicular al tubo de aire inspiratorio 52 de tal manera que el aire fluye en una dirección de superior a inferior desde la válvula inspiratoria principal 42 al segundo conector 58 de la válvula inspiratoria y en una dirección de proximal a distal desde el segundo conector 58 de la válvula inspiratoria al tubo de aire inspiratorio 52. Además, el segundo conector 58 de la válvula inspiratoria incluye una segunda abertura de purga continua 51 que va desde el conducto de purga continua 49 al tubo de aire inspiratorio 52.

El tubo de aire inspiratorio 52 tiene un extremo proximal del tubo de aire inspiratorio 54 y un extremo distal del tubo de aire inspiratorio 56. Cuando está abierto (es decir, durante una fase inspiratoria), el aire fluye desde la válvula de inspiración principal 42 a través del segundo conector 58 de la válvula de inspiración hacia el tubo de aire inspiratorio 52 en extremo proximal del tubo de aire inspiratorio 54. El aire también fluye desde el conducto de purga continua 49 a través del segundo conector 58 de la válvula de inspiración hacia el tubo de aire inspiratorio 52 en el extremo proximal del tubo de aire inspiratorio 54 en todo momento en que se proporciona aire al tubo de entrada del soplador 36 a través del soplador 22. Es decir, el flujo de aire a través del conducto de purga continua 49 no depende de la fase del ciclo y, por lo tanto, se produce durante las fases de inspiración y expiración. El diámetro del conducto de purga continua 49 está típicamente en un intervalo de 0,5 a 2,5 mm, de tal manera que la purga continua es de un volumen relativamente pequeño. Durante el ciclo inspiratorio, cuando el aire fluye desde la válvula de inspiración principal 42 hacia el tubo de aire inspiratorio 52, el aire que fluye desde el conducto de purga continua 49 se combina con el aire de la válvula de inspiración principal 42 y es insignificante con respecto a la cantidad total de flujo de aire. Durante el ciclo espiratorio, cuando el aire no fluye desde la válvula de inspiración principal 42 hacia el tubo de aire inspiratorio 52, el aire que fluye desde el conducto de purga continua 49 continúa solo a lo largo de la trayectoria del flujo. El extremo distal 56 del tubo de aire inspiratorio lleva a la salida 18, de tal manera que el aire

que fluye a su interior se proporciona al paciente, como se describirá más adelante en la presente a continuación.

En realizaciones de la presente invención, se incluye un montaje de medidor de flujo 70 dentro del tubo de aire inspiratorio 52. Debería ser evidente que la posición del montaje de medidor de flujo 70 no está limitada a la posición que se muestra y describe en la presente, y puede colocarse en otras localizaciones estratégicas a lo largo de la trayectoria del flujo de aire inspiratorio. En la realización que se muestra en la presente, el montaje de medidor de flujo incluye un primer puerto de medidor de flujo 72 y un segundo puerto de medidor de flujo 74. Entre el primer puerto de medidor de flujo 72 y el segundo puerto de medidor de flujo 74, el tubo de aire inspiratorio 52 tiene una parte estrecha de tubo de aire 76. La parte estrecha del tubo de aire 76 tiene un diámetro de entre 3-8 mm, que es mucho más pequeño que el diámetro de las otras partes del tubo de aire inspiratorio 52, que está en un intervalo de 14 mm. Este estrechamiento provoca un aumento de presión, es decir una diferencia de presión entre dos lados del orificio, que luego se usa para extraer y calcular el flujo volumétrico que pasa a través del canal estrecho. El montaje de medidor de flujo 70 en la realización mostrada en la presente es un medidor de flujo Venturi y puede ser, por ejemplo, un medidor de flujo como el descrito en la Patente de Estados Unidos Nº 6,802,225. Este tipo de medidor de flujo es muy pequeño pero preciso. Sin embargo, el montaje de medidor de flujo 70 puede ser cualquier medidor de flujo adecuado como, por ejemplo, un anemómetro de hilo caliente, un medidor de flujo de impulsor, un medidor de flujo ultrasónico, óptico o cualquier otro tipo de medidor de flujo conocido en la técnica que pueda adaptarse adecuadamente para medir el flujo de aire en el sistema de ventilador.

El bloque de colector 24 incluye además un controlador de válvula de exhalación 84, conectado a un puerto de válvula de exhalación 82 (mostrado en las Figs. 4 y 5). El puerto de la válvula de exhalación 82 lleva a un tubo de exhalación 81, que lleva a una válvula de exhalación 80, ambas localizadas fuera del ventilador 10 y representadas esquemáticamente en la Fig. 1, por ejemplo. Como se muestra en las Figs. 4 y 5, el controlador de la válvula de exhalación 84 y el puerto de la válvula de exhalación 82 están colocados en el bloque de colector 24, distales al primer y al segundo solenoides 44 y 46. Las posiciones del controlador de la válvula de exhalación 84 y el puerto de la válvula de exhalación 82 no se limitan a las que se muestran en la presente. El controlador de la válvula de exhalación 84 puede ser, por ejemplo, un solenoide y, en algunas realizaciones, también puede tener un control proporcional como se describe en la presente con anterioridad. El controlador de válvula de exhalación 84 está configurado para abrir la válvula de exhalación 80 durante una fase espiratoria del ciclo y para cerrar la válvula de exhalación 80 durante una fase inspiratoria del ciclo.

El bloque de colector 24 incluye además una válvula antiasfixia 85, que permite que el paciente respire en circunstancias en las que el soplador 22 deja de funcionar. Como se muestra en la Fig. 4, la salida 86 de la válvula antiasfixia está colocada en la parte anterior 32 del bloque del colector 24. Sin embargo, debería ser evidente que son posibles otras posiciones para la válvula antiasfixia 85. El bloque del colector 24 puede incluir además una válvula de seguridad (es decir, de alta presión) 99 (ver la Fig. 8) así como para prevenir el barotrauma y otras lesiones pulmonares. En realizaciones de la presente invención, la válvula de seguridad 99 puede ser un mecanismo de protección de hardware (como límite de RPM, presión u otras implementaciones de software) usado para limitar la presión generada en el soplador. En la Fig. 7 se ve una placa superior desmontable 89 que cubre la parte anterior del bloque de colector 24.

Se hace ahora referencia a la Fig. 8, que es una ilustración de un diagrama neumático del sistema 100, que muestra las trayectorias del flujo de aire durante una fase inspiratoria y durante una fase espiratoria del ciclo de respiración. La turbina 22 está configurada para recibir aire ambiente y, opcionalmente, aire oxigenado a través de la entrada aire/O₂ 18. La turbina 22 proporciona aire al tubo de entrada del soplador 36. Si el primer solenoide 44 o el segundo solenoide 46, o ambos, están abiertos, el aire fluye a través del solenoide abierto (o a través de ambos solenoides abiertos) hacia la válvula de inspiración principal 42 y hacia el tubo de inhalación que lleva al paciente. En cualquier caso, esté abierto o no el primer o el segundo solenoide 44 o 46, una pequeña cantidad de aire fluye a través de la abertura de purga continua 47 y hacia el interior del tubo de inhalación que lleva al paciente. El gas que sale de la válvula de inspiración principal 42 puede enviarse de vuelta a la turbina 22. Durante la fase espiratoria, el controlador de la válvula de exhalación 84 ajusta la presión en la línea de control para abrir la válvula de exhalación 80 localizada en el tubo de exhalación. El gas que sale del controlador de la válvula de exhalación 84 puede enviarse de vuelta al soplador 22.

Se hace ahora referencia a la Fig. 9A, que es una sección parcialmente cortada que muestra una realización de una válvula de inspiración principal 42 en el colector 24, y a la Fig. 9B, que es una vista en perspectiva de un espaciador 62 colocado sobre el diafragma y la tapa de la válvula de inspiración principal 42.

La válvula de inspiración principal 42 funciona a través de la apertura y el cierre de un diafragma 60. El diafragma 60 está compuesto de un material flexible, por ejemplo silicona, y está colocado sobre la abertura 53 que lleva al primer conector 50 de la válvula de inspiración. El diafragma 60 está configurado para moverse desde una posición superior a una posición inferior, en donde en una posición superior, la abertura 53 está abierta al flujo de aire y en una posición inferior, el diafragma 60 cubre la abertura 53, bloqueando por tanto el flujo de aire hacia el tubo de aire inspiratorio 52. El movimiento del diafragma 60 a una posición superior o inferior (es decir, la apertura y el cierre de la válvula de inspiración principal 42) está controlado por uno o ambos del primer y el segundo

solenoides 44 y 46 a través de un canal cuya abertura 98 se ve por encima del diafragma 60. En la figura se aprecia la entrada al conducto 204 para suministrar presión a las válvulas de solenoide neumáticas y el escape de la válvula solenoide 45.

En algunas realizaciones de la invención, el diafragma 60 se coloca por debajo de un espaciador 62, lo que restringe el grado en que puede moverse el diafragma 60 en la dirección superior. El espaciador 62 puede tener ventanas de ventilación 97 para permitir el paso de gas hacia y desde el diafragma 60. El espaciador 62 que se muestra en la vista de la Fig. 9B es solo una de las muchas formas posibles que pueden usarse para mantener el diafragma en su posición sobre la abertura 53.

La Fig. 10 muestra esquemáticamente una ilustración en perspectiva de una realización de un bloque de colector 24' que no está conectado a un medidor de flujo. En esta realización, el medidor de flujo está incorporado en el sistema de tubos fuera del ventilador. Esto permite que el peso y el tamaño del ventilador se reduzcan en comparación con los ventiladores que incluyen un medidor de flujo conectado al bloque del colector como en las Figs. 4-7.

Aunque se han descrito realizaciones de la invención a modo de ilustración, se entenderá que la invención puede llevarse a cabo con muchas variaciones, modificaciones y adaptaciones, sin exceder el alcance de las reivindicaciones.

REIVINDICACIONES

1. Un bloque de colector (24) para su uso en un sistema de ventilador de presión positiva portátil (100, 100') que comprende un ventilador (10) para proporcionar asistencia respiratoria a un paciente, el bloque de colector (24) comprendiendo:

a) tres cámaras que se forman en su interior, en donde:

i) una primera cámara comprende un diafragma (60) de una válvula de inspiración principal (42), que es una válvula de diafragma, que funciona activando el diafragma (60) para moverse hacia arriba y hacia abajo para provocar la apertura y el cierre de un paso de fluido (53);

ii) una segunda cámara (50) está configurada como un primer conector de válvula de inspiración, que es una cámara en la que el gas procedente de una fuente de aire presurizado (22) se introduce en el bloque de colector (24); y

iii) una tercera cámara (58) está configurada como un segundo conector de válvula de inspiración, que es una cámara conectada en un extremo proximal de la tercera cámara (58) a un sistema de tubos que lleva al paciente;

b) una pared que separa la segunda cámara (50) de la tercera cámara (58);

c) un orificio de pequeño diámetro (47) que pasa a través de la pared;

d) una salida (86) para una válvula anti-asfixia (85) y todas las trayectorias de flujo (49, 204, 81) necesarias para conectar y operar de manera fluida los componentes (42, 43, 45, 80, 84, 86) del ventilador (10) creado dentro de las paredes del bloque de colector (24);

e) una abertura (53) que lleva de la primera cámara a la segunda cámara (50), que se abre y cierra por el diafragma (60) de la válvula de inspiración principal (42) cuando la válvula de inspiración principal (42) es activada por un controlador de válvula de inspiración (43); y

el bloque de colector **caracterizado porque** el orificio de pequeño diámetro (47) que pasa a través de la pared está configurado para ser una abertura de purga continua (47).

2. El bloque de colector (24) de la reivindicación 1, que comprende un controlador de válvula de inspiración (43) y un controlador de válvula de exhalación (84) unidos a sus superficies exteriores.

3. Un sistema de ventilador portátil de presión positiva (100, 100') para proporcionar asistencia respiratoria a un paciente, el sistema de ventilador (100, 100') compuesto de: a) un ventilador (10) que comprende una fuente de aire presurizado (22); un montaje de colector (40) que comprende un bloque de colector (24) de acuerdo con la reivindicación 1; y b) un sistema de tubos (90) conectado al bloque de colector (24) y al paciente;

en donde, en todo momento mientras la fuente de aire presurizado (22) está funcionando para proporcionar aire presurizado al ventilador (10), el ventilador (10) proporciona un flujo continuo de aire a través de la abertura de purga continua (47) al sistema de tubos (90); y la válvula de inspiración principal (42) es una válvula de diafragma activada por el controlador de la válvula de inspiración (43) para hacer que un diafragma (60) se mueva hacia arriba y hacia abajo para abrir y cerrar una abertura (53).

4. El sistema de ventilador (100, 100') de la reivindicación 3, que comprende un montaje de medidor de flujo (70), que está localizado en una de las siguientes localizaciones en el sistema: dentro de la carcasa del ventilador (10) entre la fuente de aire presurizado (22) y el bloque de colector (24); dentro de la carcasa del ventilador (10) entre el bloque de colector (24) y el sistema de tubos (90); y en el sistema de tubos (90).

5. El sistema de ventilador (100, 100') de la reivindicación 3, en donde el sistema de tubos (90) incluye un tubo de inhalación (92) y un tubo de exhalación (94), que en un ventilador de una rama son el mismo tubo; y, en el caso de un ventilador de dos ramas, una unión/conector (96) que conecta el tubo de inhalación (92) al tubo de exhalación (94) y que lleva al paciente.

6. El sistema de ventilador (100, 100') de la reivindicación 5, en donde el tubo de exhalación (94) comprende una válvula de exhalación (80).

7. El sistema de ventilador (100, 100') de la reivindicación 6, que comprende una válvula PEEP (88) localizada en uno de los siguientes lugares en el sistema: en sentido descendente de la válvula de exhalación (80), en sentido ascendente de la válvula de exhalación (80); y en montaje combinado con la válvula de exhalación (80).

8. El sistema de ventilador (100, 100') de la reivindicación 3, en donde el ventilador (10) comprende un procesador (65).

9. El sistema de ventilador (100, 100') de la reivindicación 8, en donde el procesador (65) está configurado para permitir el funcionamiento del controlador de la válvula de inspiración (43), el controlador de la válvula de exhalación

(84) y combinaciones de los mismos en base a la entrada de un usuario y/o o un algoritmo o varios algoritmos y también está configurado para establecer niveles de enriquecimiento de oxígeno, volumen tidal, número de respiraciones por minuto, presión inspiratoria pico máxima (PIP) y presión espiratoria final positiva (PEEP), en donde por lo menos uno de estos parámetros puede ser fijo o ajustable.

- 5 10. El sistema de ventilador (100, 100') de la reivindicación 3, en donde la abertura de purga continua (47) comprende tanto un orificio de pequeño diámetro como una válvula de purga de solenoide proporcional.
- 10 11. El sistema de ventilador (100, 100') de la reivindicación 6, en donde durante un ciclo inspiratorio la válvula de exhalación (80) se cierra al flujo de aire y una corriente de aire que fluye a través de la válvula de inspiración principal (42) se combina con una corriente de aire que fluye a través de la abertura de purga continua (47) y las corrientes combinadas fluyen a través del tubo de inhalación (92) más allá de la unión/conector (96) hacia el paciente.
- 15 12. El sistema de ventilador (100, 100') de la reivindicación 6, en donde durante un ciclo espiratorio la válvula de inspiración principal (42) se cierra al flujo de aire y una corriente de aire que fluye a través de la abertura de purga continua (47) fluye hacia el tubo de inhalación (92) más allá de la unión/conector (96) y se combina con una corriente de aire exhalado que fluye desde el paciente hacia el tubo de exhalación (94) y las corrientes combinadas fluyen a través de la válvula de exhalación (80) y la válvula PEEP (88) hacia el aire ambiente.
- 20 13. El sistema de ventilador (100, 100') de la reivindicación 3, en donde el bloque de colector (24) está localizado dentro de la fuente de aire presurizado (22).

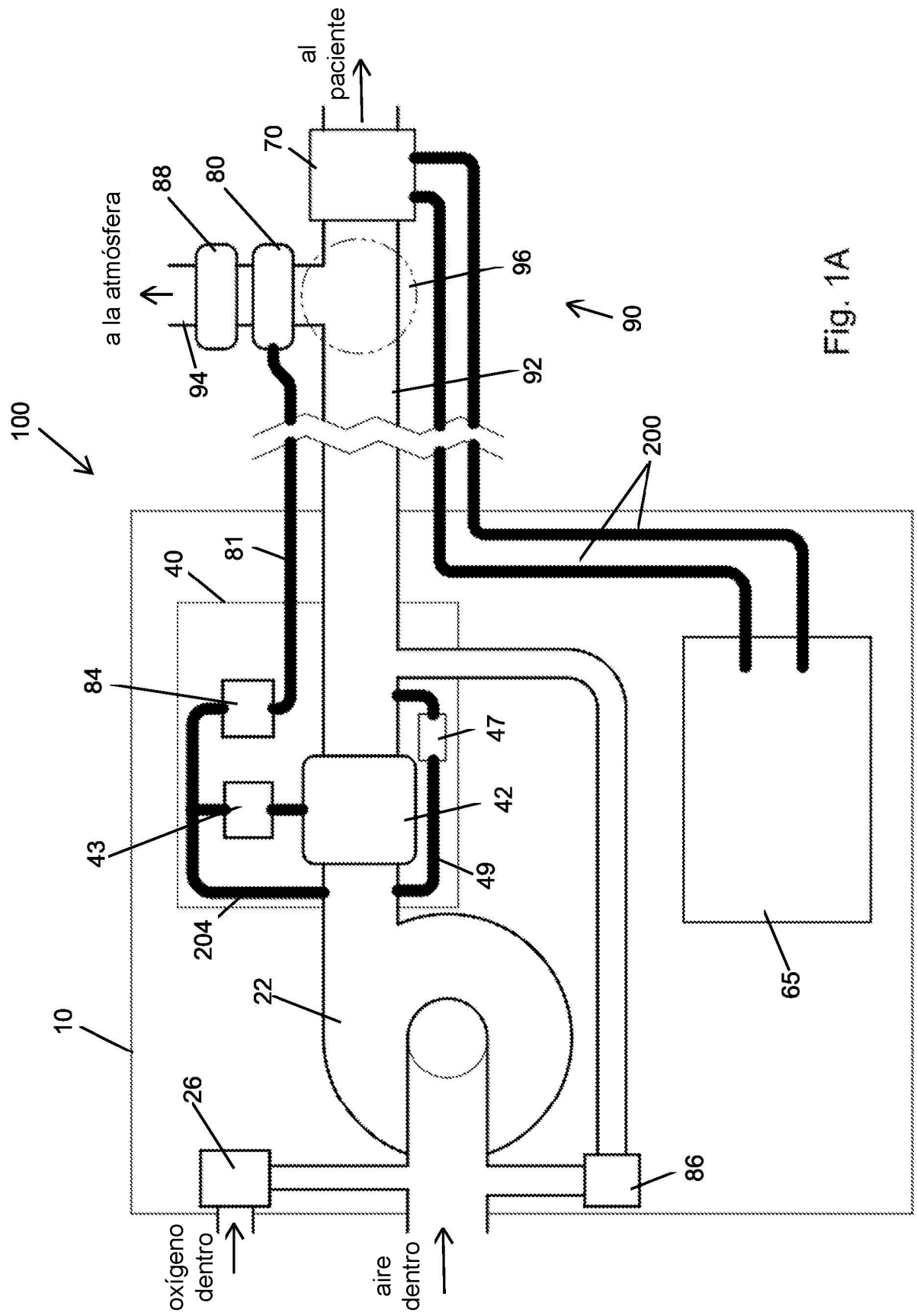


Fig. 1A

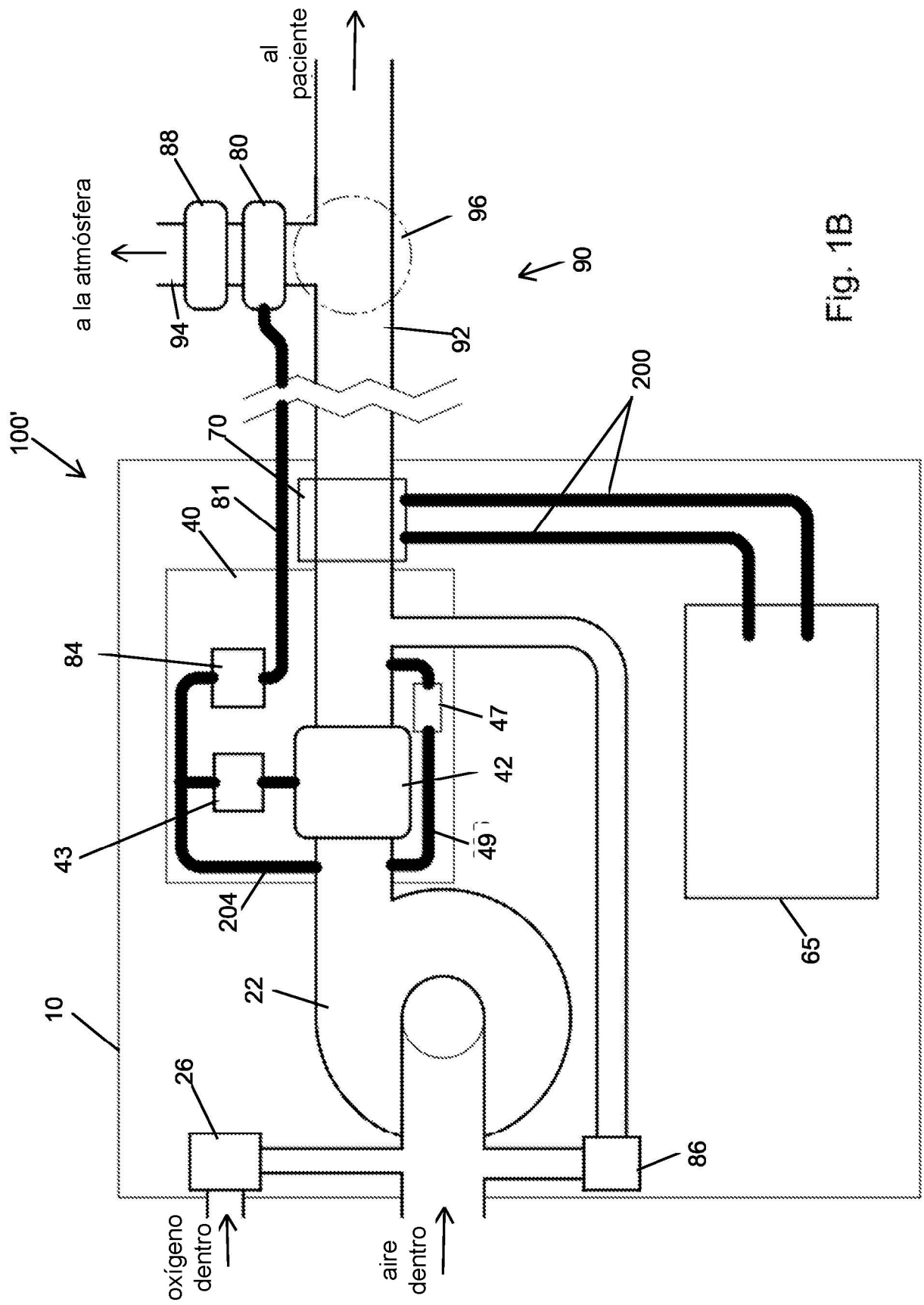


Fig. 1B

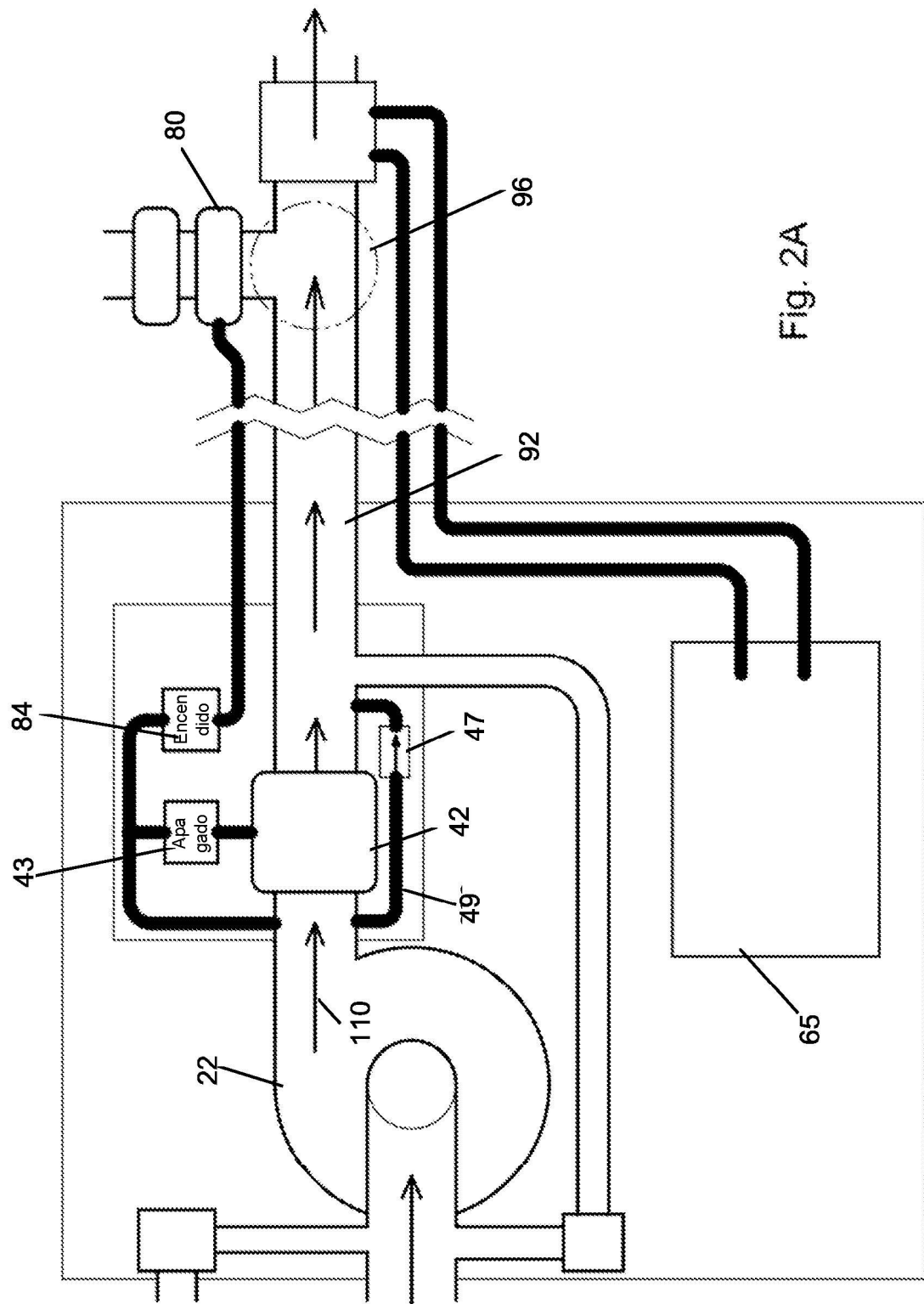


Fig. 2A

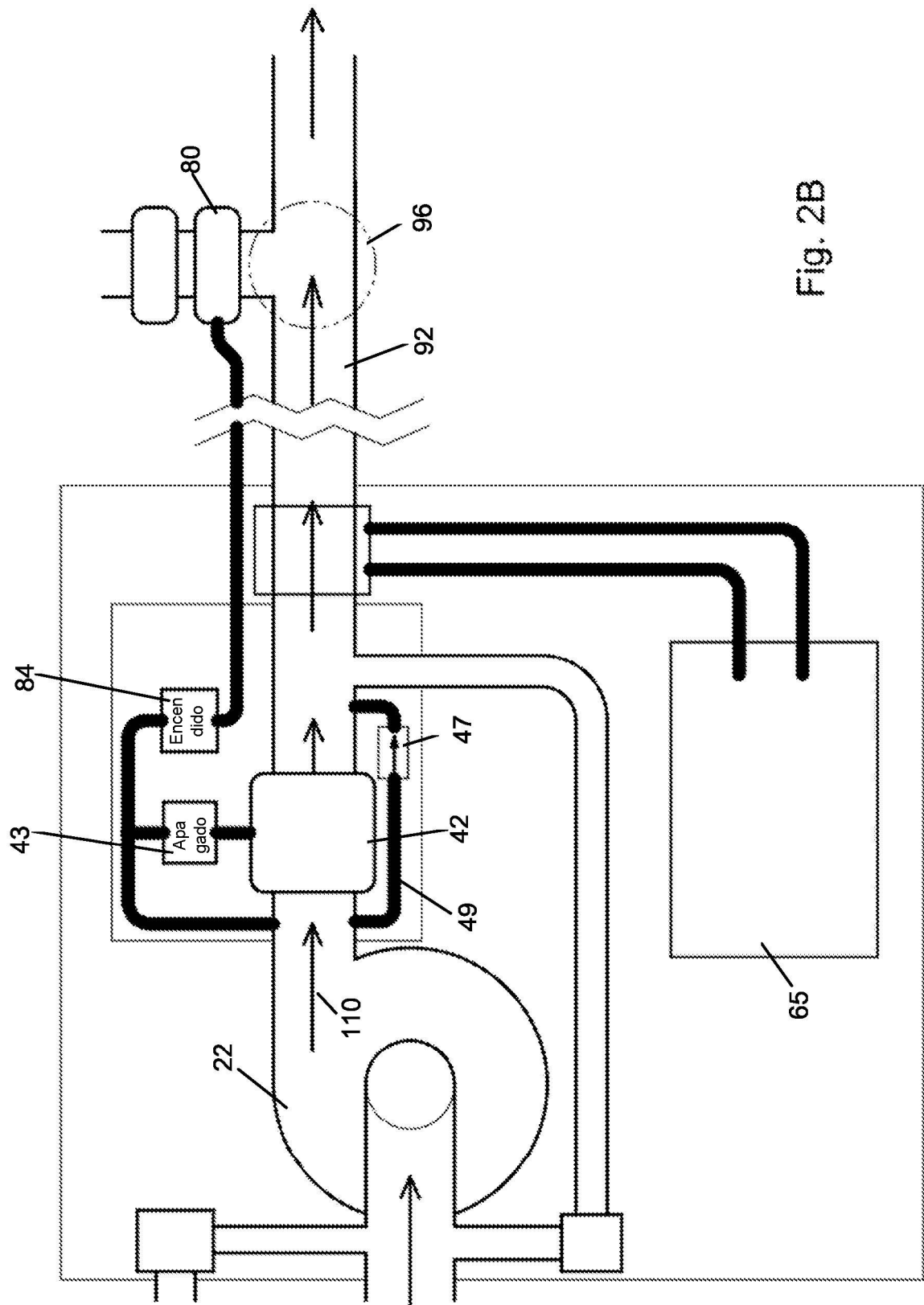


Fig. 2B

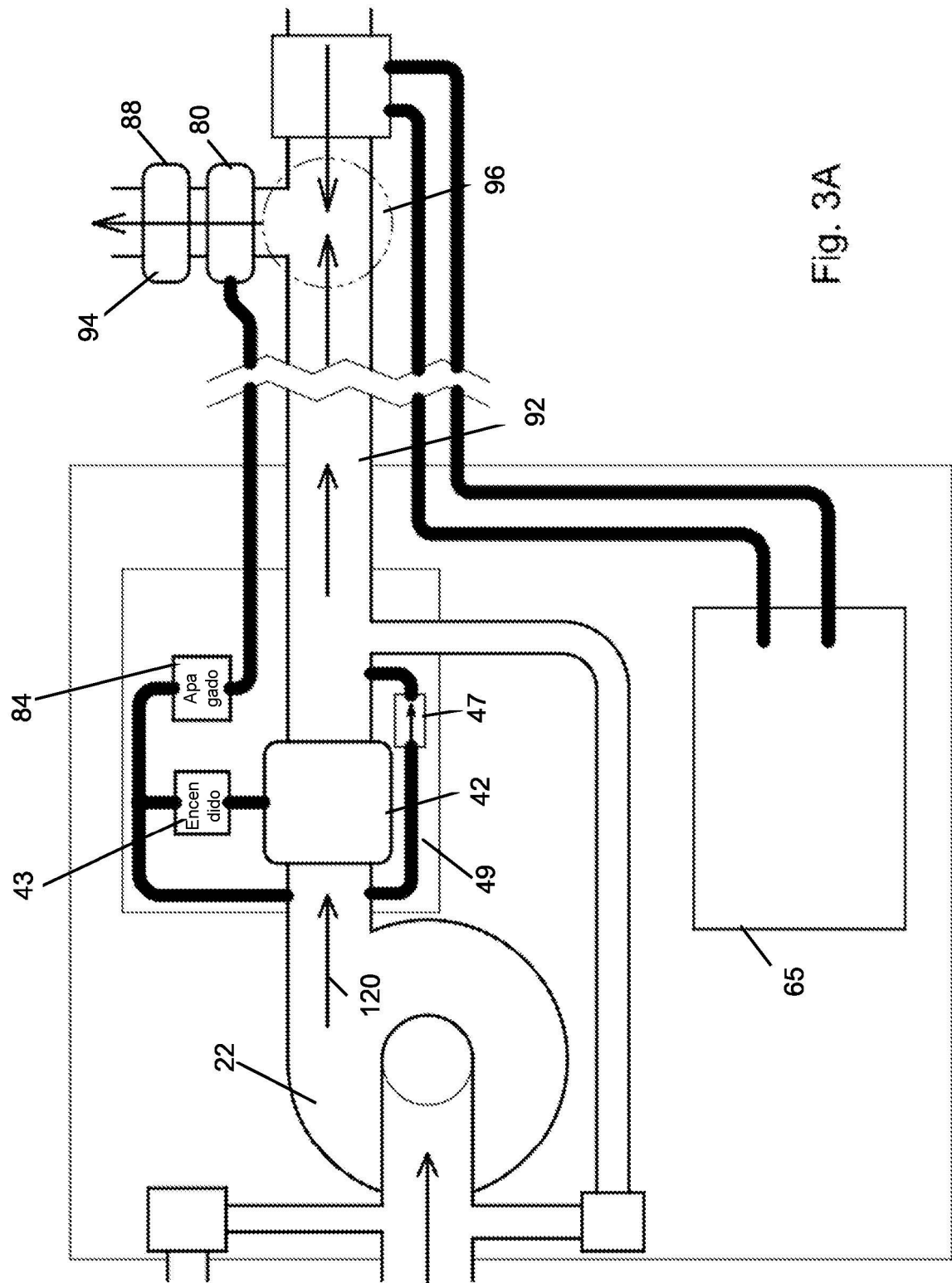


Fig. 3A

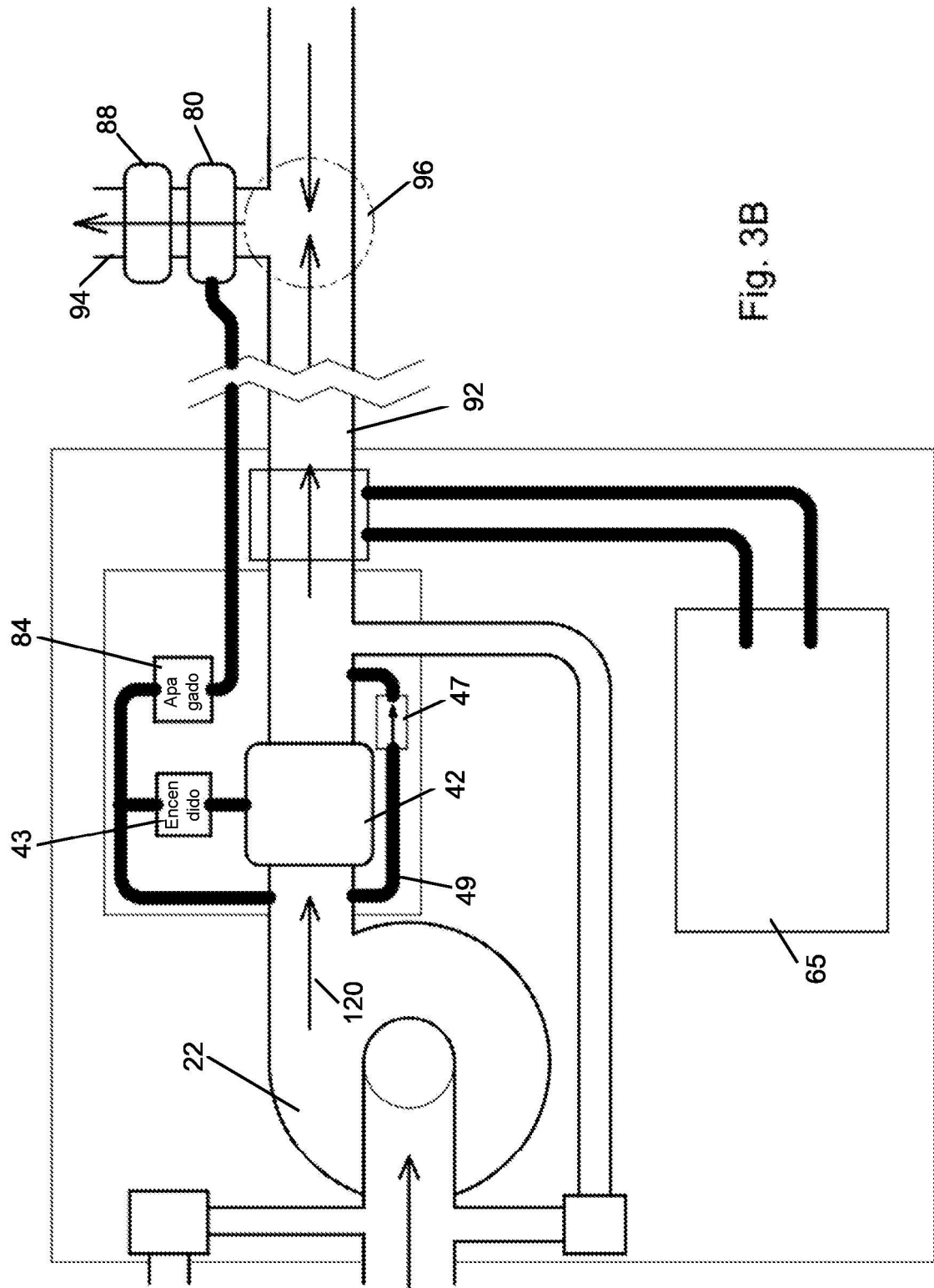


Fig. 3B

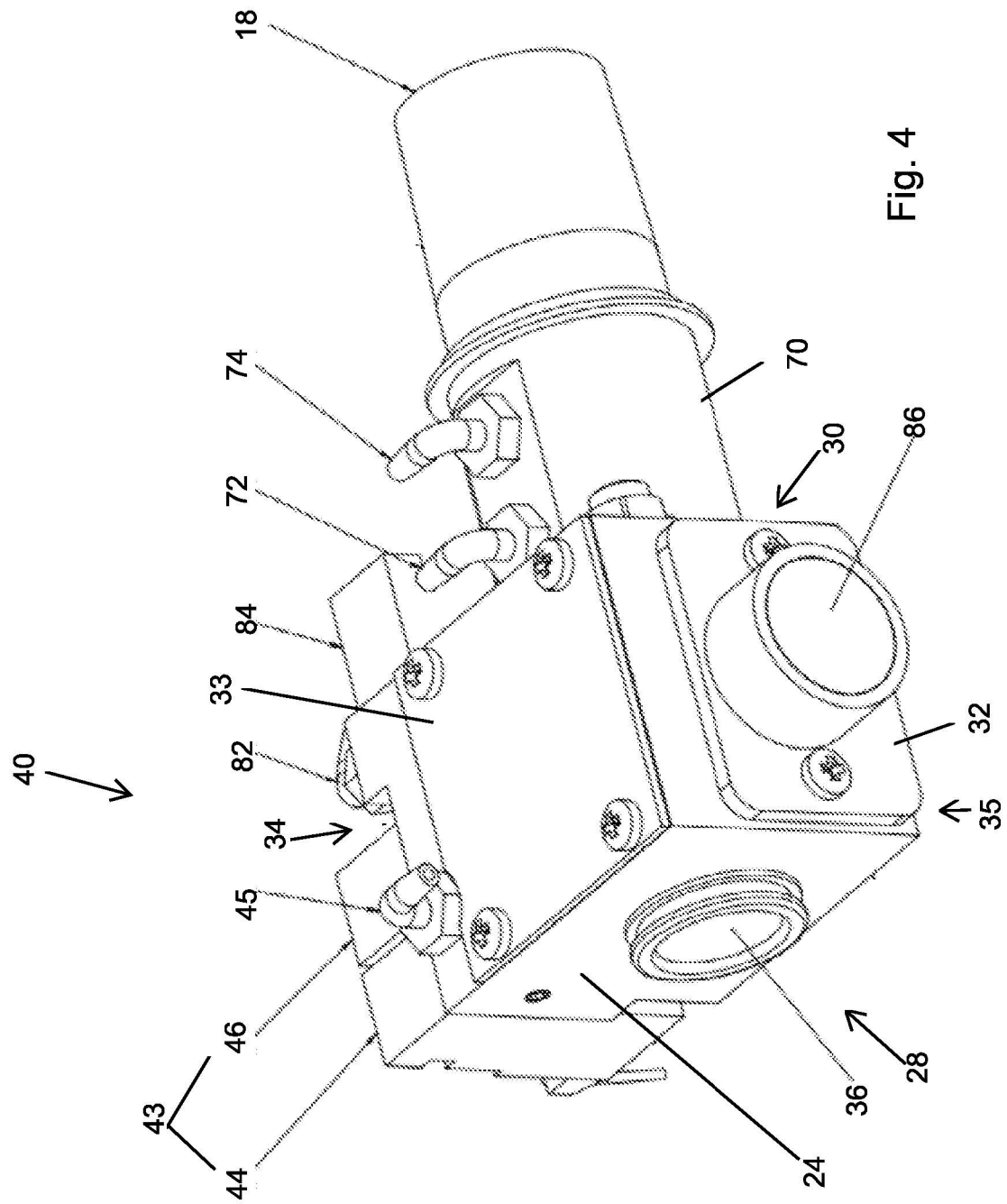


Fig. 4

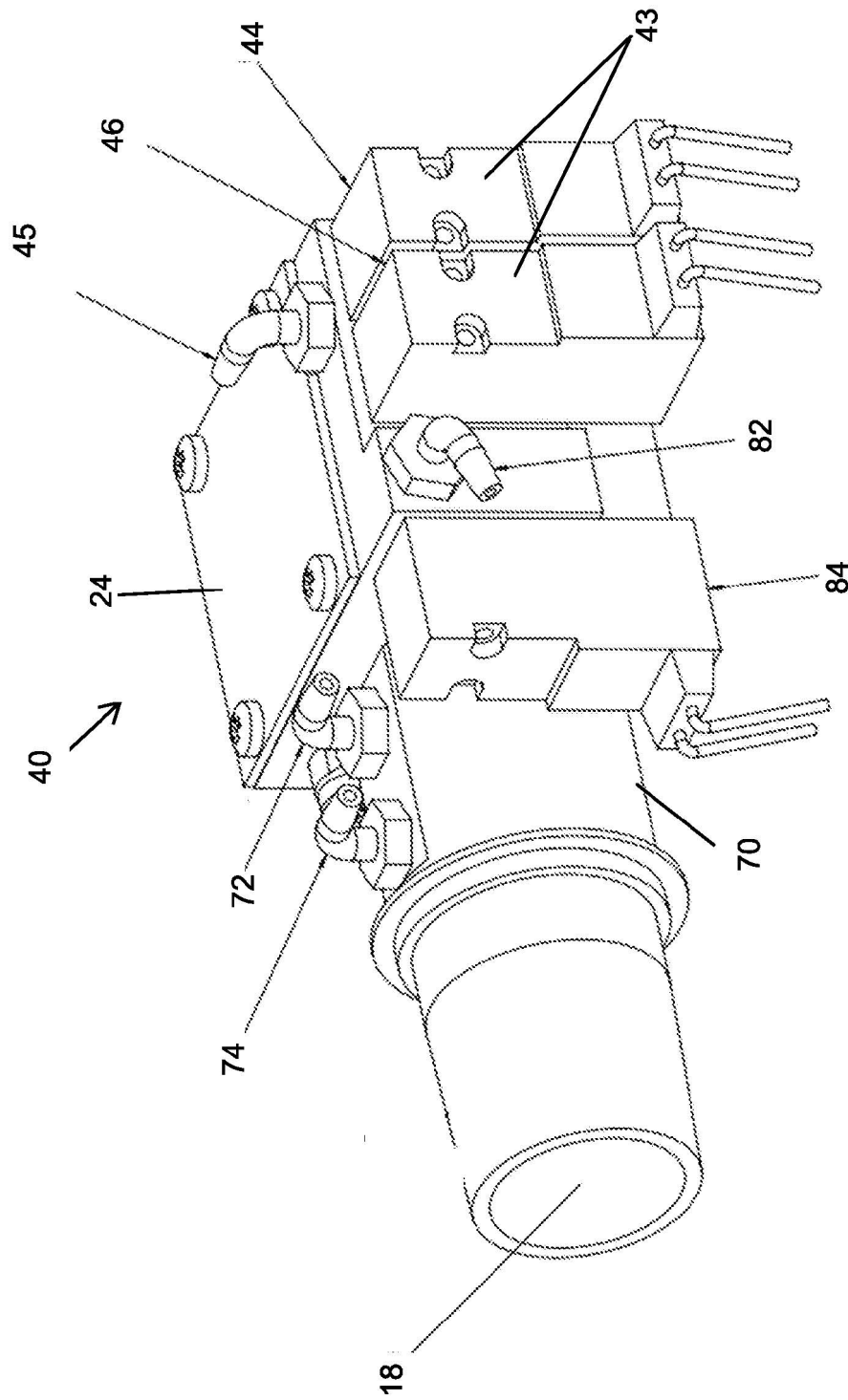


Fig. 5

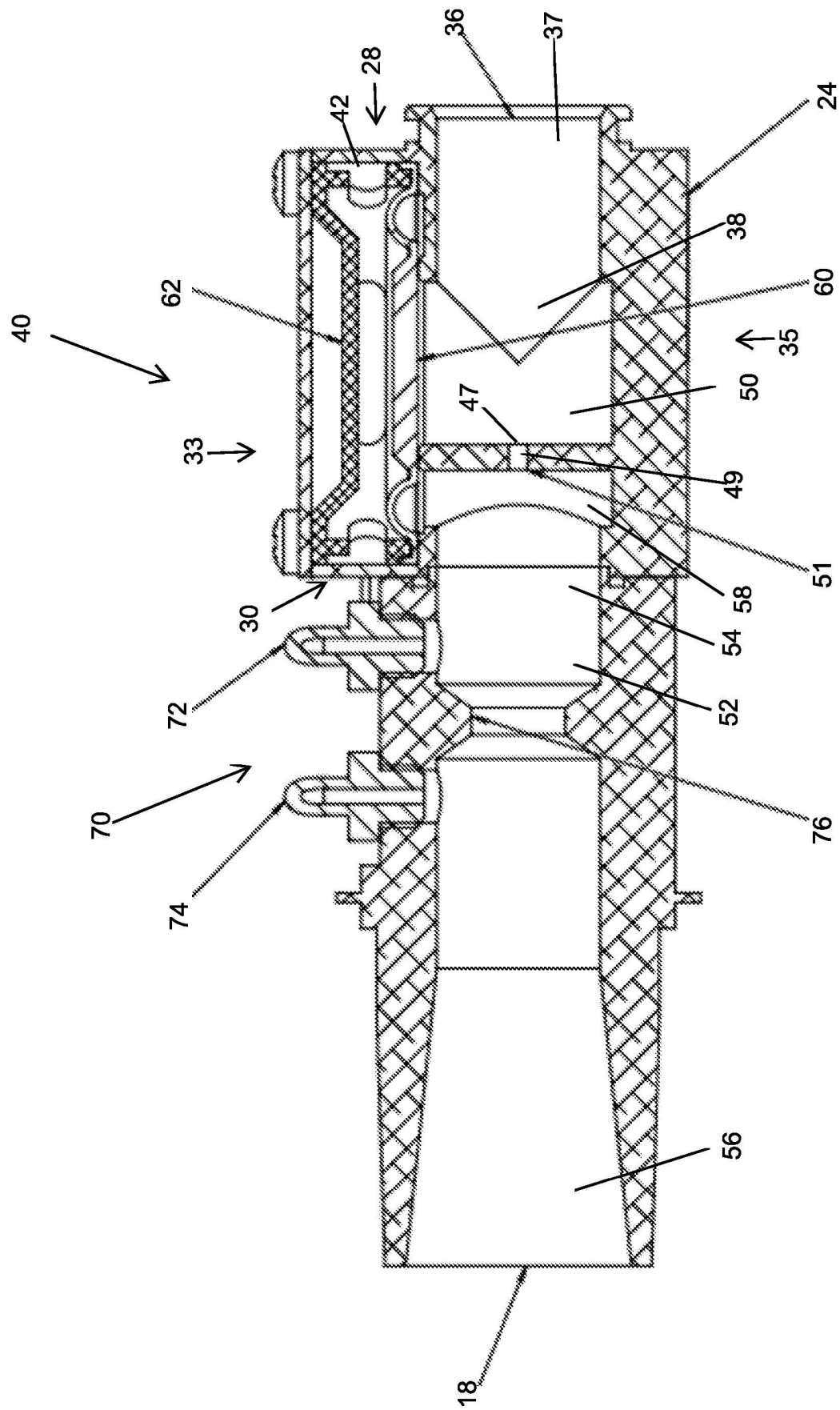


Fig. 6

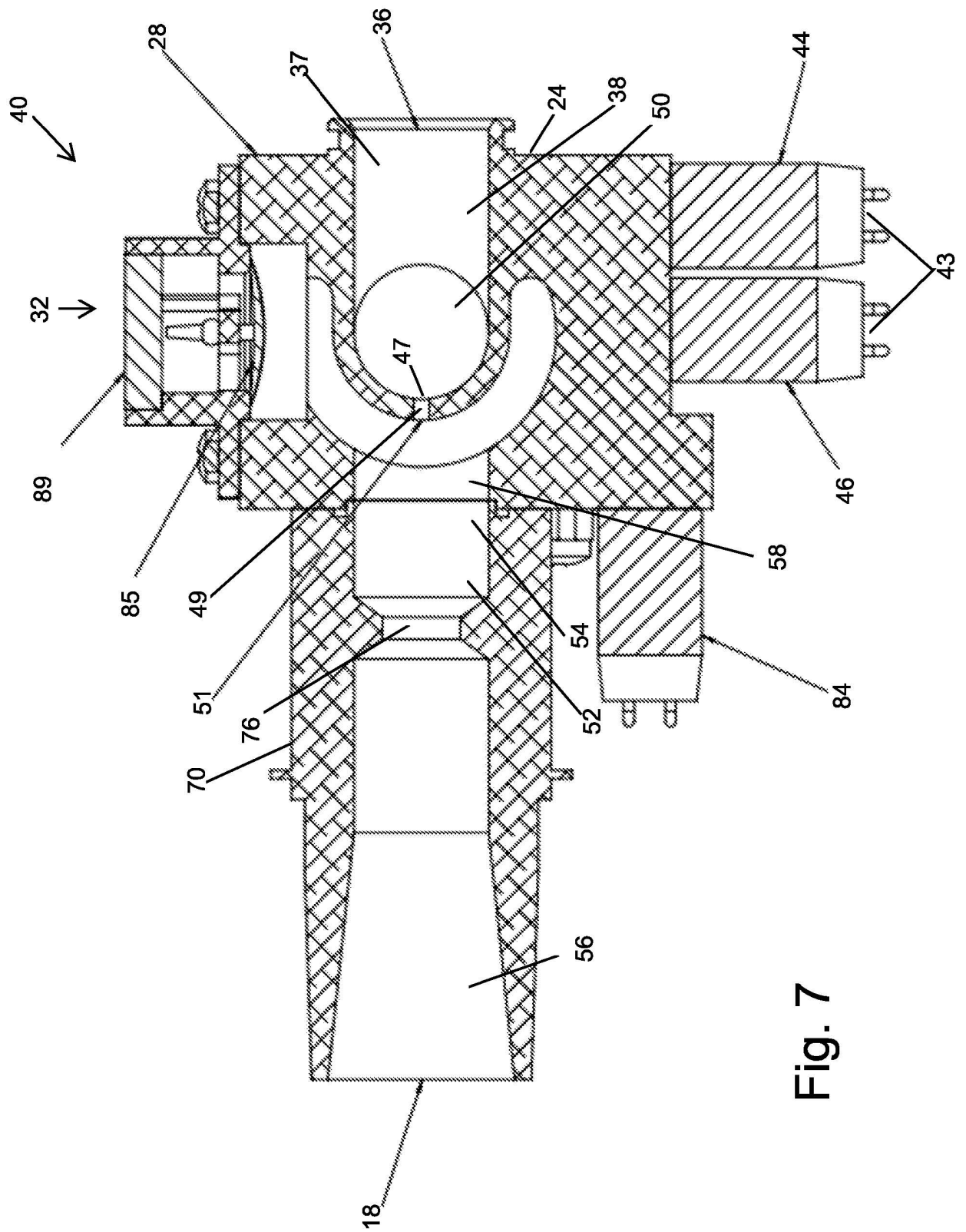


Fig. 7

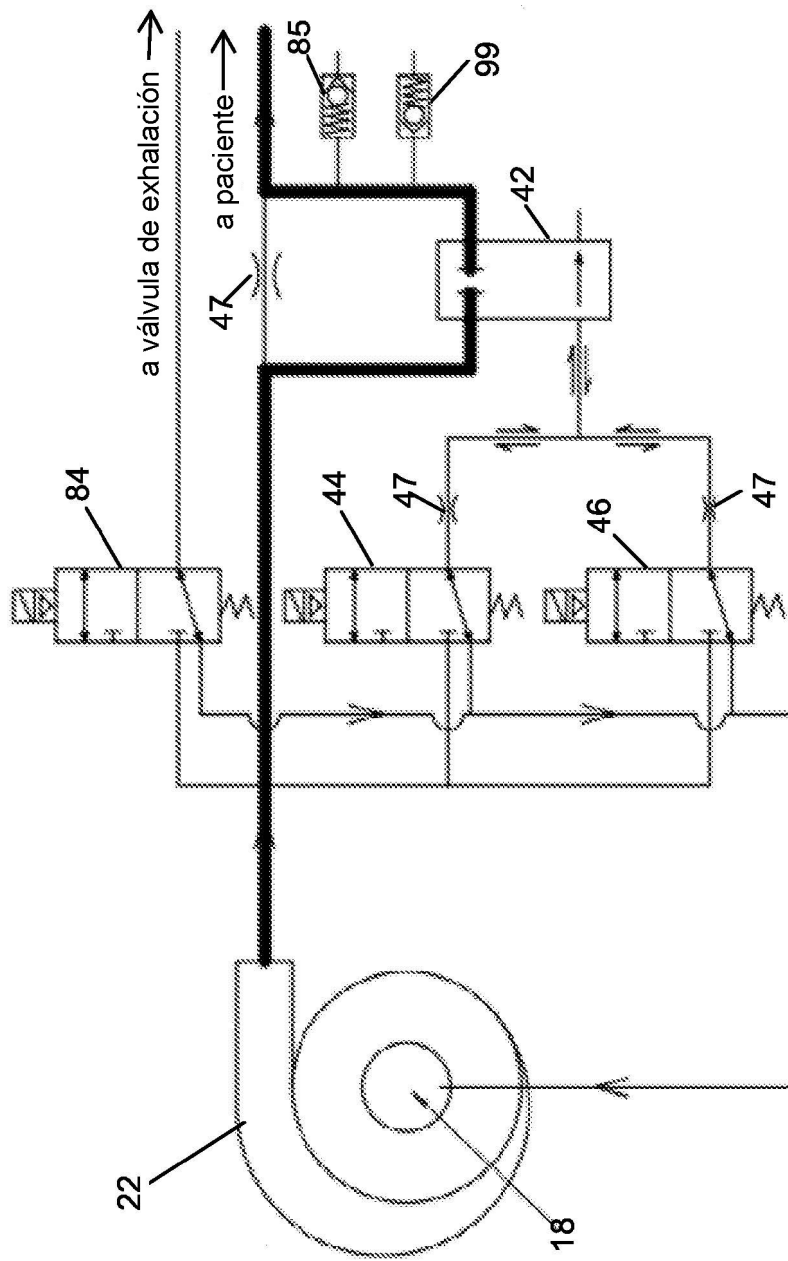


Fig. 8

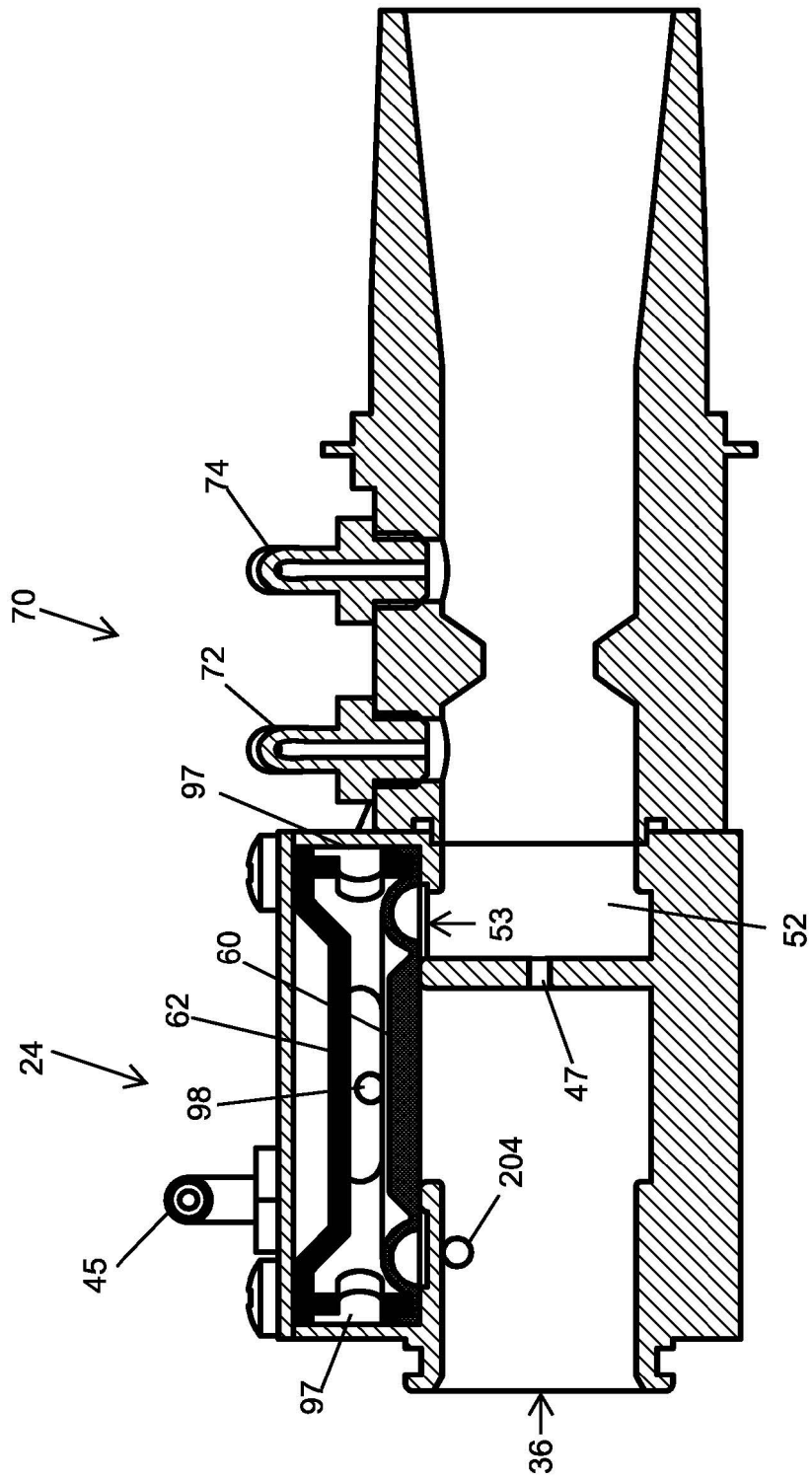


Fig. 9A

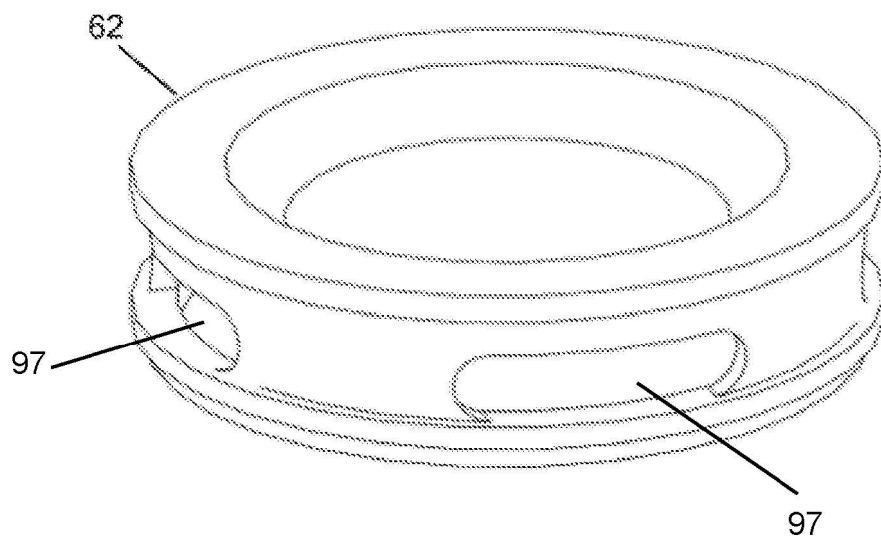


Fig. 9B

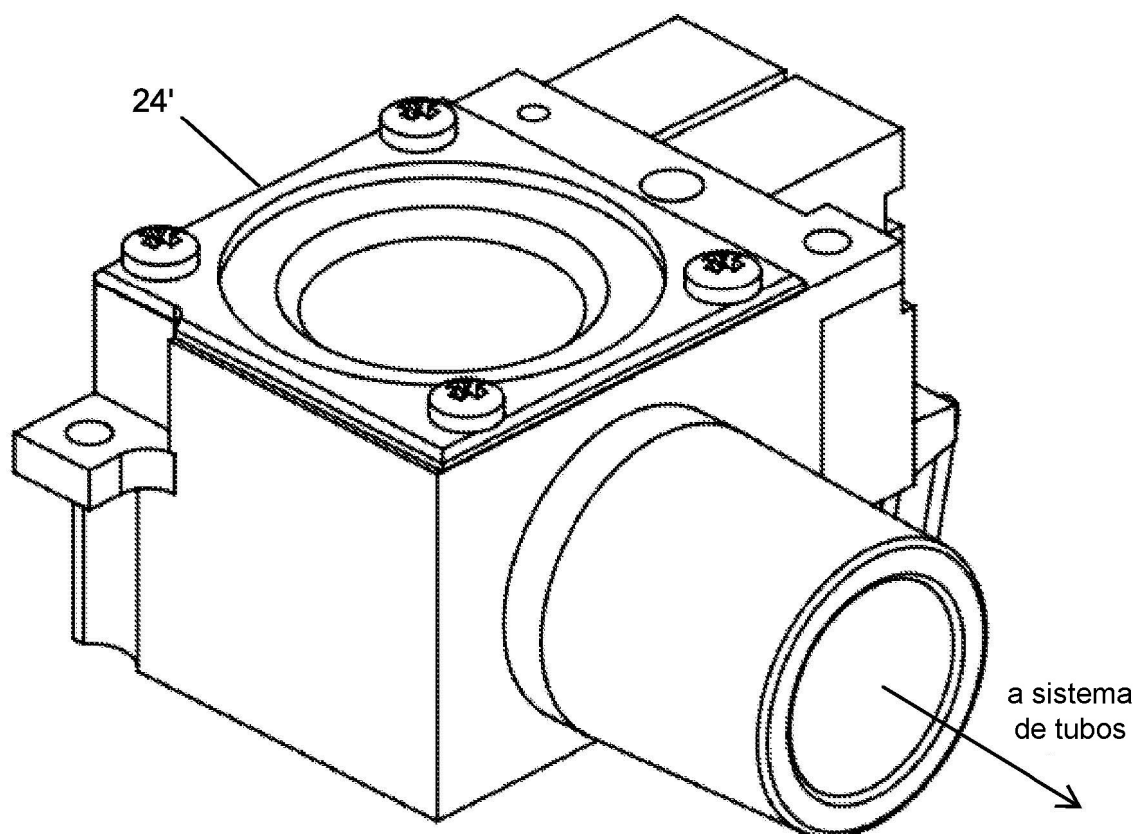


Fig. 10